

СОВРЕМЕННЫЕ ВЗГЛЯДЫ НА ПРИМЕНЕНИЕ КОМПЬЮТЕРНЫХ НАВИГАЦИОННЫХ СИСТЕМ ПРИ ПЕРВИЧНОМ ТОТАЛЬНОМ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ КОЛЕННОГО СУСТАВА (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

А.И. Петухов¹, Н.Н. Корнилов¹, Т.А. Куляба¹, Р.М. Тихилов¹, А.В. Селин¹, И.И. Кройтору¹, В.Л. Игнатенко¹, А.В. Сараев¹, Ю.И. Муранчик²

¹ ФГУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена Росмедтехнологий», директор – д.м.н. профессор Р.М. Тихилов Санкт-Петербург

² ГУЗ «Рязанская областная больница», главный врач – к.м.н. заслуженный врач РФ Д.В. Воронков г. Рязань

В данной статье освещены актуальные вопросы и современные взгляды использования оптической компьютерной навигации при тотальном эндопротезировании коленного сустава. Проведен анализ показаний, противопоказаний, особенностей применения и возможные осложнения при использовании данной технологии. На основе данных литературы сделан вывод о том, что компьютерная навигация способна повысить точность установки эндопротеза, что потенциально должно снизить частоту ревизионных вмешательств в будущем.

Ключевые слова: эндопротезирование, коленный сустав, компьютерная навигация.

The topical questions of optical computer navigation at knee total arthroplasty are widely covered. The indications, contraindication to use, using features and possible complications of this technique are listed. The analysis of literature data makes it clear that computer navigation assists in the accuracy of endoprosthesis implantation that may decrease the rate of revision surgeries in future.

Key words: knee joint, total arthroplasty, computer navigation.

Наиболее эффективным хирургическим способом лечения терминальных стадий дегенеративно-дистрофических заболеваний коленного сустава является тотальное эндопротезирование. Замещение коленного сустава искусственным позволяет в кратчайшие сроки купировать болевой синдром, устранить имеющуюся деформацию и восстановить функцию пораженного сустава [1, 3, 5], что существенно улучшает качество жизни пациентов с заболеваниями и повреждениями опорно-двигательной системы [2].

Вместе с тем, несмотря на большой накопленный опыт тотального эндопротезирования коленного сустава до настоящего времени у 3–12% оперированных больных в ближайшие и отдаленные сроки после операции развиваются различные осложнения [4, 8, 18, 23, 24, 27, 31, 36, 37, 40, 41, 43, 58]. Среди причин, приводящих к необходимости ревизионного эндопротезирования коленного сустава, на первом месте находятся ранние и поздние инфекционные осложнения [22, 46]. На втором – асептическая нестабильность компонентов эндопротеза, развивающаяся вследствие их неправильной пространственной

ориентации, нестабильности коленного сустава из-за неравномерности сгибательного и разгибательного промежутков [9, 41].

К сожалению, вне зависимости от техники имплантации эндопротеза, как с использованием костного цемента, так и без него, частота асептического расшатывания возрастает по мере увеличения длительности наблюдения, особенно после 10 лет [28].

На протяжении последних десятилетий в травматологии и ортопедии прослеживается четкая тенденция повышения точности хирургических манипуляций для достижения наилучших результатов лечения больных. В настоящее время многие виды оперативного лечения, например, остеосинтез переломов, эндовидеохирургия, эндопротезирование суставов, превратились в сложный технологический процесс, на каждой стадии которого хирург нуждается в специализированных технических средствах, позволяющих дополнительно контролировать точность его действий.

По данным литературы, отклонение от правильного пространственного расположения

бедренного и большеберцового компонентов эндопротеза более 3° наблюдается почти в 10% случаев [17, 20, 44, 50]. Это связано с тем, что во всех современных инструментальных системах есть системные ограничения, лимитирующие их точность. Одним из них является необходимость постоянного контроля хирургом нескольких пространственных параметров *ad oculos*. Кроме этого, точность предоперационного планирования напрямую зависит от условий выполнения рентгенографии, т. е. соблюдения правильной стандартной укладки, чего крайне сложно добиться при наличии деформации и контрактуры конечности [14].

Ретроспективные исследования отдалённых результатов эндопротезирования коленного сустава доказали важность идеального восстановления механической оси конечности и правильного расположения компонентов эндопротеза [39, 47, 50]. В частности, J. Mahaluxmivala с соавторами, изучив результаты 673 эндопротезирований, выяснили, что в 75% операций бедренно-большеберцовый угол составлял от 4° до 10° (норма), в 19% случаев – менее 4° (варусная деформация), и в 6% – превышал 10° (вальгусная деформация). В 22% эндопротезирований авторы отметили нарушение ориентации бедренного компонента, а в 19% – большеберцового [35].

Следует подчеркнуть, что материалы, используемые в настоящее время ведущими мировыми производителями для изготовления эндопротезов, обладают высокой прочностью и основным фактором, приводящим к их преждевременному износу и, как следствие, к развитию нестабильности, являются ошибки, допускаемые хирургами при установке имплантатов [22, 52].

A. Ensini выделил три группы причин хирургических ошибок [21]. Первая – причины связанные с экстрамедуллярными направителями, в частности их неправильное пространственное расположение и настройка. Вторая – связанные с интрамедуллярными направителями, например, ошибки при выборе точки вскрытия канала, деформации диафизов, широкий костномозговой канал. Третья – погрешности при выполнении костных спилов, а именно: миграция резекторного блока при остеопорозе эпиметафиза и отклонение лезвия на участках остеосклероза или остеопороза. Показательно исследование, проведённое С. Plaskos с соавторами, в рамках которого 8 опытных ортопедов выполнили 85 костных спилов на 19 трупных костях, после чего точность резекции была оценена при помощи навигации. Вариабельность во фронтальной плоскости составила $4-8^\circ$, а в сагитальной

плоскости – около 2° , причём до 10–40% погрешности было обусловлено миграцией резекторного блока, а остальное – отклонением лезвия [49].

Таким образом, существующие традиционные инструментальные системы не обеспечивают достаточной воспроизводимой в серии точности хирургических манипуляций вне зависимости от опыта ортопеда.

S.K. Chauhan с соавторами отмечают, что при использовании стандартной техники эндопротезирования плоскость резекции отклоняется от планируемой до $1-2^\circ$, особенно на склерозированных участках кости, что довольно сложно заметить глазом, если опил равномерен [16]. Схожие наблюдения приводят Н. Bähis с соавторами: при выполнении дистального спила бедренной кости отклонение лезвия во фронтальной плоскости составляет $0,6^\circ+0,5^\circ$, в сагитальной – $1,4^\circ+1,3^\circ$; при опиле большеберцовой кости отклонения во фронтальной и сагитальной плоскостях достигают $0,5^\circ+0,5^\circ$ и $1,0^\circ+0,9^\circ$ соответственно [11]. Кроме состояния костной ткани, на величину погрешности влияют, в первую очередь, такие качества лезвия пилы, как острота и жёсткость, и во вторую – стабильность фиксации резекторного блока.

Вышеперечисленные факты явились побуждающим мотивом для разработки систем компьютерной навигации, призванных помочь хирургу наиболее точно восстановить нормальную механическую ось конечности с учётом индивидуальных особенностей пациента за счёт правильного пространственного расположения компонентов эндопротеза, а также сбалансировать сгибательный и разгибательный промежутки для обеспечения адекватной стабильности сустава в пределах всей амплитуды движений [42, 48, 51, 54]. Компьютерная навигация позиционируется как техническое средство, позволяющее хирургу проверять точность выполнения костных спилов и балансировку капсульно-связочного аппарата коленного сустава на качественно новом уровне [33].

В клинической практике компьютерные навигационные технологии начали применяться в нейрохирургии в 1999 г. при выполнении вмешательств на головном мозге, а в 2000 г. – на позвоночнике. С 2004 г. появилось программное обеспечение, предназначенное для использования при ортопедических операциях. В настоящее время разработан широкий спектр программного обеспечения для нейрохирургии, хирургии позвоночника, травматологии и ортопедии, челюстно-лицевой, сердечно-сосудистой и ЛОР-хирургии.

Существующие системы компьютерной навигации можно разделить на две группы. В системах

первой группы на основании данных предоперационных лучевых исследований (КТ, МРТ или ЭОП) создается трехмерная виртуальная модель, а затем анатомические ориентиры дополнительно верифицируются во время операции.

В системах второй группы (оптическая компьютерная навигация) анатомическая модель заложена в программное обеспечение и её приведение в соответствие с индивидуальными особенностями пациента производится путём интраоперационной поэтапной регистрации контрольных точек и отслеживания калиброванного инструмента с ИК-датчиками, устанавливаемыми на ориентирах в рабочем поле при помощи инфракрасных камер [15, 53]. Схожий алгоритм используется для интраоперационного измерения и вычисления контрольных точек и анатомических осей, а следовательно, точного определения резецируемых участков и расположения имплантатов. Благодаря этому отпадает необходимость в дополнительном предоперационном планировании с использованием компьютерной или магнитно-резонансной томографии или рентгеновских снимков, что снижает уровень облучения пациента по сравнению с навигаторами, которые используют такую подготовку [33]. Вместе с тем, точность соответствия виртуальной анатомической модели истинным анатомическим параметрам напрямую зависит от качества регистрации контрольных точек.

Конструктивно навигационные системы состоят из неподвижных и мобильных датчиков, инфракрасной камеры с излучателем, улавливающей перемещение датчиков в пространстве, и компьютера с программным обеспечением. Датчики могут быть активными и излучать инфракрасное излучение (в этом случае они работают либо от батарейки, либо при помощи проводов подключаются к источнику электропитания) или быть пассивными, лишь отражая инфракрасный сигнал, генерируемый источником, смонтированным в камеру. Неподвижные датчики фиксируются к диафизу бедренной и большеберцовой костей на 1–2 стержнях через верхний и нижний края раны либо через дополнительные пункционные разрезы и ориентируются таким образом, чтобы в пределах всей амплитуды движений в суставе они не выходили за пределы обзора камеры, не мешая при этом установке резекторных блоков. Важно надёжно зафиксировать стационарные датчики и следить за тем, чтобы во время операции они не были случайно смещены, так как в этом случае процесс регистрации необходимо выполнять заново. Мобильные датчики служат для регистрации анатомических ориентиров и уточнения плоскостей опилов мышечков [15, 53].

Отдельно следует отметить особенности программного обеспечения, которое может быть построено на основе «открытой платформы» и подходить для имплантации эндопротеза коленного сустава любого производителя, либо быть закрытым, т. е. предназначенным для имплантации только одной модели эндопротеза. В последнем случае система может рекомендовать размеры компонентов эндопротеза, хотя следует подчеркнуть, что этот параметр не всегда является достаточно точным.

Система оптической компьютерной навигации позволяет интраоперационно создать точную цифровую модель метаэпифизов костей, составляющих коленный сустав, и рассчитать механическую ось нижней конечности каждого отдельного пациента, а также полностью спланировать и проконтролировать все наиболее важные этапы операций (костные резекции, баланс мягких тканей, подбор и расположение компонентов эндопротеза и т. д.). В сочетании со специальным инструментарием появляется возможность выполнять подобные операции с меньшей травматизацией тканей и из менее протяжённого хирургического доступа. Большинство ортопедов склоняются к мнению, что конструкции эндопротезов, доказавшие свою клиническую успешность за период не менее 18–20 лет, сложно кардинально улучшить. С помощью компьютерной навигации хирург может осуществлять манипуляции с погрешностью до 0,5 мм и 0,1°, что позволяет сделать качественный скачок в точности установки имплантата и за счет этого добиться наибольшей продолжительности его функционирования.

Несмотря на использование современных инструментов в тотальном эндопротезировании коленного сустава, проверка точности выполнения костных спилов остается весьма насущной проблемой. Представляет интерес, насколько компьютерные навигационные системы могут улучшить точность пространственного расположения компонентов эндопротеза в клинической практике.

М. Spargmann с соавторами, проведя исследование, сообщили, что лучшее пространственное расположение компонентов эндопротеза во фронтальной и сагиттальной плоскостях достигается при использовании компьютерной навигационной системы, чем без неё [56].

Л. Perlick с соавторами оценили эффективность компьютерной навигации при выполнении 50 эндопротезирований коленного сустава и сравнили её с результатами 50 вмешательств, выполненных по традиционной технике. Точность пространственной ориентации определялась по телерентгенограммам нижней конечности в прямой и боковой проекциях. Механическая ось

конечности варьировала между 3° варусной деформации и 3° вальгусной деформации у 46 пациентов, которым эндопротезирование выполнялось с использованием компьютерной навигации и у 36 пациентов в группе контроля ($p=0,01$). Значительное различие в пространственной ориентации было также замечено для бедренного компонента во фронтальной плоскости [45].

К.С. Anderson с соавторами, анализируя результаты 167 эндопротезирований, провели сравнительное исследование точности восстановления механической оси нижней конечности при использовании оптической компьютерной навигационной системы (116 операций) и обычной методики (51 операция). После операции отклонение от механической оси не превышало $\pm 3^\circ$ в 95% случаев при использовании компьютерной навигации, против 84% – при выполнении эндопротезирования стандартным способом [7].

М. Bolognesi, A. Hofmann ретроспективно изучили результаты 100 эндопротезирований коленного сустава: 50 – с использованием компьютерной навигации и 50 – по традиционной методике. Авторы установили, что при использовании компьютерной навигационной системы отклонение от механической оси не превысило $\pm 3^\circ$ в 98% всех бедренных компонентов и в 100% всех большеберцовых компонентов. При использовании традиционной хирургической техники отклонение от механической оси не превысило $\pm 3^\circ$ в 90% всех бедренных компонентов и в 92% всех большеберцовых компонентов [13].

R.G. Naaker с соавторами показали, что использование навигационной системы приводит к более точным и воспроизводимым в серии результатам при определении угла наклона большеберцового компонента в сагиттальной плоскости, который является чрезвычайно важным для функции коленного сустава [25].

М.А. Zumstein с соавторами показали, что эндопротезирование коленного сустава, выполненное с использованием компьютерной навигации, приводит к более точному восстановлению механической оси конечности с меньшим количеством отклонений. Однако авторы полагают, что для точного восстановления механической оси конечности достаточно использовать компьютерную навигацию только для определения пространственной ориентации бедренного компонента [59].

У.Н. Kim с соавторами провели двустороннее последовательное тотальное эндопротезирование коленных суставов у 100 пациентов, выполняя операцию на одном коленном суставе с использованием компьютерной навигационной

системы, а на другом – по традиционной методике. Авторы пришли к заключению, что использование компьютерной навигации при тотальном эндопротезировании коленного сустава не приводит к более точной пространственной ориентации компонентов по сравнению с традиционной методикой хирургического вмешательства при наличии у хирурга достаточного опыта [30].

G. Matziolis с соавторами провели исследование, цель которого состояла в том, чтобы определить, превосходит ли компьютерная оптическая навигация традиционную методику хирургического вмешательства относительно точности пространственного расположения компонентов. Было выполнено 60 операций эндопротезирования коленного сустава: 32 – с использованием компьютерной навигации и 28 – по традиционной методике. Результат оценивали с помощью трехмерного компьютерного томографа для нивелирования погрешностей стандартной двухплоскостной рентгенографии. При использовании традиционной методики эндопротезирования отклонения от механической оси конечности варьировали между $4,8^\circ$ вальгусной деформации и $6,6^\circ$ варусной деформации. Значительно меньший диапазон вариаций был выявлен при использовании компьютерной навигационной системы: от $2,9^\circ$ вальгусной деформации до $3,1^\circ$ варусной деформации ($p=0,004$). Относительно ориентации большеберцового компонента, среднее отклонение от механической оси составило $2,0^\circ \pm 1,7^\circ$ в контрольной и $1,4^\circ \pm 0,9^\circ$ – в основной группах. Ротационное отклонение бедренного компонента колебалось между $3,3^\circ$ внутренней ротации и $5,0^\circ$ наружной ротации для традиционной методики эндопротезирования, со средним отклонением $0,1^\circ \pm 2,2^\circ$. Бедренные компоненты, имплантированные с применением компьютерной навигации, показали отклонение между $4,7^\circ$ внутренней ротации и $2,2^\circ$ наружной ротации, со средним отклонением $0,3^\circ \pm 1,4^\circ$. Таким образом, использование компьютерной навигации позволило достоверно улучшить пространственную ориентацию бедренного компонента во фронтальной и сагиттальной плоскостях, чего нельзя сказать о положении большеберцового компонента. Обращает на себя внимание, что ротационное положение компонентов не было улучшено при использовании навигации [38].

A. Manzotti с соавторами установили, что пространственная ориентация большеберцового компонента во фронтальной и сагиттальной плоскостях при использовании компьютерной навигации сравнима с результатами при применении традиционной методики эндопротезирования [39].

Правильное ротационное положение бедренного компонента при тотальном эндопротезировании коленного сустава является важным фактором, оказывающим ключевое влияние на функцию бедренно-надколенникового сочленения и равномерность сгибательного промежутка [6, 29]. Ошибки в ротационном положении компонентов приводят к раннему износу полиэтиленового вкладыша [10, 12, 32].

H.S. Nan с соавторами, анализируя результаты 50 эндопротезирований, провели сравнительное исследование точности ротационного положения бедренного компонента при использовании оптической компьютерной навигационной системы и обычного метода хирургического вмешательства. Авторы измеряли угол между задней мышцелковой и чрезмышцелковой линиями на компьютерных томограммах до и после операции. Оптическая навигационная система и инструменты воспроизвели точно запланированное положение бедренного компонента. Анализ не показал никаких значительных различий между этими двумя методами по средним ошибкам ($p > 0,05$), но результаты эндопротезирования с помощью навигационной системы показали более высокую точность при определении наружной ротации (в пределах 3°) [26].

Таким образом, при использовании компьютерной навигации существенно облегчается ориентировка резекторных блоков, а после выполнения каждого костного спила при помощи лекала с датчиком можно проверить его точность. Кроме этого, отпадает необходимость во вскрытии костномозгового канала для введения интрамедуллярного направителя.

Кроме костных опилов, важной составляющей хирургического вмешательства при замене коленного сустава на искусственный является надлежащий баланс мягких тканей.

В основе тотального эндопротезирования коленного сустава лежит концепция сгибательного и разгибательного промежутков, предложенная Freeman и затем усовершенствованная Insall (1989). Ключевым моментом в достижении равномерного натяжения мягких тканей во внутреннем и наружном отделах коленного сустава при сгибании и разгибании является проведение перед выполнением спилов кости адекватной мобилизации (релиза) капсульно-связочного аппарата для устранения деформации конечности и контрактуры сустава. Если сгибательный и разгибательный промежутки не идентичны, то коленный сустав не будет стабильным в пределах всей амплитуды движений либо сохранится ограничение сгибания или разгибания. Это вызовет появление зон избыточной нагрузки в паре трения эндопротеза, быстрый неравномерный

износ полиэтилена и раннее асептическое расшатывание имплантата.

Следует подчеркнуть, что в последние годы среди всех производителей навигационных систем отмечается тенденция к большей детализации программного обеспечения для облегчения баланса мягких тканей во время эндопротезирования коленного сустава [15].

В ранних версиях навигационных систем контроль за величиной и формой промежутков осуществлялся с использованием стандартных вставок и приложения варизирующих/вальгизирующих нагрузок при полном разгибании и сгибании под прямым углом. Позже появились приспособления, позволяющие оценивать баланс мягких тканей в пределах всей амплитуды движений.

В частности, компания BrainLab разработала интегрированное натяжное приспособление «sensor-tensor», которое показывает силу натяжения связок коленного сустава как во время пассивных движений в пределах всей амплитуды, так и при выполнении варус-вальгус теста при сгибании и разгибании: сила определяется количественно и отражается на компьютерном мониторе в рабочей зоне, чтобы хирург мог сделать необходимые манипуляции для достижения должной балансировки.

Таким образом, компьютерная навигация позволяет количественно отразить степень балансировки связок в пределах всей амплитуды движений в коленном суставе и точно определить величину достигаемой коррекции механической оси конечности.

J.L. Lerat с соавторами провели исследование, целью которого было определить ближайшие функциональные исходы лечения больных и отдаленные результаты стабильности и степени износа компонентов эндопротеза в зависимости от точности проведения костных спилов. Авторы изучили 300 операций тотального эндопротезирования коленного сустава, выполненных по традиционной методике одним хирургом, и сравнили их с описанными в литературе. Всем больным выполнялись телерентгенограммы нижних конечностей в вертикальном положении и стандартные рентгенограммы. В 87% наблюдений отклонение от механической оси конечности не превышало 3° (механическая ось конечности составила $179,4^\circ \pm 2,4^\circ$). Диапазон вариаций механической оси конечности составил $173-186^\circ$. Отклонение бедренного компонента от механической оси конечности составило $90,1^\circ \pm 1,4^\circ$ ($87-95^\circ$) и не превышало 3° – в 98,7% случаев. Отклонение большеберцового компонента от механической оси конечности составило $89,3^\circ \pm 1,0^\circ$ ($85-94^\circ$), при этом в пределах 3° –

в 95,6%. Сгибание бедренного компонента: $88,6 \pm 1,6^\circ$ ($84-93^\circ$) – в 87%. Наклон большеберцового компонента: $87 \pm 2^\circ$ ($81-93^\circ$) с отклонением от механической оси в пределах 3° – в 94%. При повторе измерений через 1 год были получены схожие результаты. Авторы пришли к выводу, что аккуратность традиционных инструментов при надлежащем применении может быть сопоставима с результатами использования компьютерной навигации. Однако у авторов при использовании традиционной хирургической техники отклонение от механической оси конечности не превысило $\pm 3^\circ$ только в 87% операций эндопротезирования [34]. Результаты данного исследования побуждают к более детальному изучению особенностей клинического применения компьютерных навигационных систем, и, в частности, выявлению факторов, которые могут снижать их точность.

A.Q. Dutton с соавторами провели исследование, цель которого состояла в том, чтобы определить точность пространственного расположения компонентов эндопротеза и сравнить время функционального восстановления между пациентами, которые перенесли операцию эндопротезирования с использованием компьютерной навигации и теми пациентами, которым эндопротезирование выполнялось по традиционной методике. При использовании компьютерной навигации отклонение от механической оси конечности не превышало $\pm 3^\circ$ в 92% случаев, против 68% при традиционной хирургической техники. Все пациенты из группы компьютерной навигации были в состоянии идти без посторонней помощи более тридцати минут через месяц после операции ($p=0,04$) [19].

E.K. Song с соавторами анализировали функциональные результаты эндопротезирования у 42 пациентов, которым одновременно на одном коленном суставе операция выполнялась с использованием компьютерной навигационной системы, а на контралатеральном коленном суставе – с применением традиционной хирургической техники. Дооперационные средние показатели шкалы HSS были 68,5 (диапазон: 51–83) в группе компьютерной навигации и 66,5 (диапазон: 46–81) – в обычной группе. Через 1 год показатели улучшились до 93,6 (диапазон: 85–100) и 92,5 (диапазон: 77–100) соответственно ($p < 0,01$ в обеих группах). Пациенты в группе компьютерной навигации имели более высокий средний показатель HSS, чем пациенты в обычной группе через 6 месяцев после операции ($P = 0,42$), но к 9 месяцам различия нивелировались. По шкале WOMAC выраженность болевого синдрома в группе компьютерной навигации была ниже, чем в обычной группе в

течение 9 месяцев после операции ($P = 0,20$), однако через 1 год различий продемонстрировано не было. Интерес представляет мнение пациентов: 24 – предпочли результаты компьютерной навигации, 10 – традиционной методики, и 8 не высказали каких-либо предпочтений ($P = 0,03$). Механическая ось конечности достоверно не отличалась в обеих группах (*varus* $0,7 \pm 1,6^\circ$ и *varus* $0,8 \pm 2,5^\circ$, соответственно) ($P = 815$). Однако в традиционной группе ($n=8$), имелось больше отклонений от нормы, чем в группе компьютерной навигации ($n=2$) ($P = 0,43$). Во фронтальной плоскости положение бедренного компонента варьировало больше в традиционной группе ($n=9$), чем при применении компьютерной навигации ($n=3$). Авторы сделали вывод, что использование компьютерной навигации приводит к лучшим функциональным показателям до 6–9 месяцев после операции в сравнении с традиционной хирургической техникой, однако к году после операции данные различия исчезают [55].

S.K. Chauhan с соавторами, анализируя группу из 35 больных, которым тотальное эндопротезирование выполнялось с использованием компьютерной навигации, отметили по одному (2,9%) случаю следующих осложнений: тромбоз глубоких вен нижней конечности, глубокая инфекция в области хирургического вмешательства, контрактура коленного сустава, обусловившая необходимость реддрессации под внутривенной анестезией. Однако авторы пришли к выводу, что все они не были обусловлены непосредственно применением навигации [16].

Схожее мнение высказано M. Bolognesi, A. Hofmann, которые не только не отметили специфических осложнений, связанных с применением компьютерной навигационной системы, но и считают, что их количество не увеличивается [13].

A.Q. Dutton с соавторами считают, что главным преимуществом использования компьютерной навигационной системы по сравнению с традиционной техникой хирургического вмешательства при эндопротезировании коленного сустава является лучшее восстановление механической оси нижней конечности без увеличения числа ранних осложнений [19].

Из недостатков нельзя не отметить высокую стоимость оборудования и программного обеспечения для навигационных систем, необходимость специальной подготовки хирургов. При использовании оптической компьютерной навигации диагностика анатомических ориентиров и механической оси выполняется интраоперационно (без предварительной КТ, МРТ или ЭОП контроля во время операции),

поэтому от того, насколько точно хирург определит данные точки, зависит степень соответствия показателей в навигаторе реальной клинической ситуации. Увеличивается продолжительность хирургического вмешательства (от 40 минут на этапе освоения методики до 20 минут при появлении навыков её использования). Кроме этого, в ряде клинических ситуаций применение навигации невозможно, например при анкилозе тазобедренного сустава или выраженном коксартрозе вследствие того, что ротация будет сопровождаться смещением таза, из-за чего возникнет погрешность при определении проксимальной точки оси конечности. Ошибки в работе навигационной системы могут быть связаны со смещением фиксированных к костям датчиков во время операции. Компьютерная навигация не может быть использована при артродезе тазобедренного сустава, деформациях головки бедренной кости, сложных деформациях эпифизов бедренной и большеберцовой костей, её применение затруднено у тучных пациентов [53, 57].

При ревизионных вмешательствах компьютерная навигация потенциально может применяться, однако это требует разработки другого программного обеспечения.

Таким образом, клинические преимущества, которые могут предоставить навигационные системы, заключаются в том, что:

- существенно облегчается ориентировка резекторных блоков, что особенно ценно при использовании малоинвазивных доступов, когда обзор ограничен;

- после выполнения каждого костного спила при помощи лекала с датчиком можно проверить его точность – оказалось, что при использовании затупившегося лезвия получаемая плоскость резекции может отклоняться от планируемой до 2–3°, причём если опил равномерный, то на глаз это заметить довольно сложно;

- не требуется вскрытия костномозгового канала бедренной кости и введения интрамедуллярного направителя, что нивелирует риск развития жировой эмболии и кровотечения из канала;

- количественно отражается степень балансировки связок в пределах всей амплитуды движений в коленном суставе и точно определяется достигаемая коррекция механической оси конечности.

Данные литературы позволяют говорить о том, что компьютерная навигация способна повысить точность установки эндопротеза. Это потенциально должно снизить частоту ревизионных вмешательств в будущем, каждое из которых обходится в несколько раз дороже первичной артропластики.

Литература

1. Корнилов, Н.В. Клинические результаты тотального эндопротезирования коленного сустава / Н.В. Корнилов, В.И. Карпцов, К.А. Новосёлов // Травматология и ортопедия России. – 1996. – № 4. – С. 11–15.
2. Корнилов, Н.В. Клинические результаты тотального эндопротезирования коленного сустава / Н.В. Корнилов [и др.] // Кубанский научный медицинский вестник. – 1998. – Вып. 7-9. – С. 57–60.
3. Кройтору, И.И. Эндопротезирование коленного сустава тотальными несвязанными эндопротезами (клиническое исследование) : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Кройтору И.И. – СПб., 2000. – 13 с.
4. Москалев, В.П. Медико-социальные проблемы эндопротезирования суставов конечностей : автореф. дис. ... д-ра мед. наук / В.П. Москалев – СПб., 1998. – 36 с.
5. Новоселов, К.А. Оперативное лечение дегенеративно-дистрофических заболеваний коленного сустава : автореф. дис. ... д-ра мед. наук / К.А. Новоселов – СПб., 1994. – 36 с.
6. Akagi, M. Effect of rotational alignment on patellar tracking in total knee arthroplasty / M. Akagi [et al.] // Clin. Orthop. – 1999. – N 366. – P. 155–163.
7. Anderson, K.C. Computer assisted navigation in total knee arthroplasty: comparison with conventional methods / K.C. Anderson, K.C. Buehler, D.C. Markel // J. Arthroplasty. – 2005. – Vol. 20. – P. 132–138.
8. Ayers, D.C. Common complications of total knee arthroplasty / D.C. Ayers [et al.] // J. Bone Joint Surg. – 1997. – Vol. 79-A, N 2. – P. 278–311.
9. Babst, R. Die Behandlung der infizierten Heftgelenkarthoplastik / R. Babst, H. Jenny, E. Morscher // Orthopade. – 1989. – Bd. 18, H. 6. – S. 517–526.
10. Barrack, R.L. Component rotation and anterior knee pain after total knee arthroplasty / R.L. Barrack [et al.] // Clin. Orthop. – 2001. – N 392. – P. 46–55.
11. Bähis, H. Alignment in total knee arthroplasty. A comparison of computer-assisted surgery with the conventional technique / H. Bähis [et al.] // J. Bone Joint Surg. – 2004. – Vol. 86-B. – P. 682–687.
12. Berger, R.A. Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty / R.A. Berger [et al.] // Clin. Orthop. – 1998. – N 356. – P. 144–153.
13. Bolognesi, M. Computer navigation versus standard instrumentation for TKA: a singlesurgeon experience / M. Bolognesi, A. Hofmann // Clin. Orthop. – 2005 – N 440. – P. 162–169.
14. Brouwer, R.W. Pitfalls in determining knee alignment: a radiographic cadaver study / R.W. Brouwer [et al.] // J. Knee Surg. – 2007. – Vol. 20. – P. 201–215.
15. Chauhan, S.K. A prospective randomized controlled trial of computer assisted versus conventional knee replacement / S.K. Chauhan [et al.] // Computer assisted orthopedic surgery : Third Annual Meeting of CAOS International Proceedings. – Darmstadt, Germany, 2003. – P. 52–53.
16. Chauhan, S.K. Computer-assisted total knee replacement / S.K. Chauhan [et al.] // J. Bone Joint Surg. – 2004. – Vol. 86-B. – P. 818–823.
17. Delp, S.L. Computer-assisted knee replacement / S.L. Delp [et al.] // Clin Orthop. – 1998. – N 354. – P. 49–56.

18. Dumbleton, J.H. Wear and prosthetic joints / J.H. Dumbleton // *Reconstr. Surg. Joins.* — 1998. — Vol. 1, N 8. — P. 61–73.
19. Dutton, A.Q. Computer-assisted minimally invasive total knee arthroplasty compared with standard total knee arthroplasty. A prospective, randomized study / A.Q. Dutton [et al.] // *J. Bone Joint Surg.* — 2008. — Vol. 90-A, N 1. — P. 2–9.
20. Ecker, M.L. Postoperative care of the total knee patient / M.L. Ecker, P.A. Lotke // *Orthop. Clin. North Am.* — 1988. — Vol. 19, N 3. — P. 55–62.
21. Ensini, A. Alignments and clinical results in conventional and navigated total knee arthroplasty / A. Ensini [et al.] // *Clin. Orthop.* — 2007. — N 457. — P. 156–162.
22. Fehring, T.K. Early failure in total knee arthroplasty / T.K. Fehring [et al.] // *Clin. Orthop.* — 2001. — N 392. — P. 315–318.
23. Ferdini, R. Erfahrungen bei 466 nachkontrollierten Heftgelenddoppelschalenendprothesen nach / R. Ferdini, N. Wagner Moos, H. Brunner // *Z. Orthop.* — 1986. — Bd. 124, H. 6. — S. 740–742.
24. Gechter, A. Die rezidivierende Heftprothesenluxation / A. Gechter // *Orthopade.* — 1989. — Bd. 18, H. 6. — S. 533–539.
25. Haaker, R.G. Minimally invasive unicompartmental knee replacement with computer navigation / R.G. Haaker [et al.] // *Orthopade.* — 2006. — Bd. 35, H. 10. — S. 1073–1079.
26. Han, H.S. Rotational alignment of femoral components in total knee arthroplasty: nonimage-based navigation system versus conventional technique / H.S. Han [et al.] // *Orthopedics.* — 2006. — Vol. 29. — P. 148–151.
27. Insall, J. *Surgery of the knee* / J. Insall. — New York etc. : Churchill Livingstone, 1984. — 807 p.
28. Insall, J. *Surgery of the knee* / J. Insall, W.N. Scott. — Philadelphia : Churchill Livingstone, 2001. — 2028 p.
29. Insall, J. Correlation between condylar lift-off and femoral component alignment / J. Insall [et al.] // *Clin. Orthop.* — 2002. — N 403. — P. 143–152.
30. Kim, Y.H. Alignment and orientation of the components in total knee replacement with and without navigation support: a prospective, randomised study / Y.H. Kim, J.S. Kim, S.H. Yoon // *J. Bone Joint Surg.* — 2007. — Vol. 89-B, N 4. — P. 471–476.
31. Knutson, K. Arthrodesis for failed knee arthroplasty / K. Knutson [et al.] // *Clin. Orthop.* — 1984. — N 191. — P. 202–211.
32. Kuster, M.S. Factors affecting polyethylene wear in total knee arthroplasty / M.S. Kuster, G.W. Stachowiak // *Orthopedics.* — 2002. — Vol. 25. — P. 235–242.
33. Laskin, R.S. Computer-assisted navigation in TKA: where we are and where we are going / R.S. Laskin // *Clin. Orthop.* — 2006. — N 452. — P. 127–131.
34. Lerat, J.L. Accuracy of total knee replacement bone cuts using a conventional ancillary system: 300 Innex total knee arthroplasties / J.L. Lerat [et al.] // *Rev. Chir. Orthop.* — 2006. — Vol. 92. — P. 248–256.
35. Mahaluxmivala, J. The effect of surgeon experience on component positioning in 673 press fit condylar posterior cruciate-sacrificing total knee arthroplasties / J. Mahaluxmivala [et al.] // *J. Arthroplasty.* — 2001. — Vol. 16. — P. 635–640.
36. Malchau, H. Patient registries: experience in Sweden / H. Malchau, P. Herberts // III congress of the European Federation of National associations of orthopaedics and traumatology : Abstracts of posters and videos. — Barcelona, 1997. — P. 4.
37. Maloney, W.J. The effects of implant design on range of motion after total knee arthroplasty / W.J. Maloney, D.J. Schurman // *Clin. Orthop.* — 1992. — N 278. — P. 147–152.
38. Manziolis, G. A prospective, randomized study of computer-assisted and conventional total knee arthroplasty. Three-dimensional evaluation of implant alignment and rotation / G. Manziolis [et al.] // *J. Bone Joint Surg.* — 2007. — Vol. 89-A. — P. 236–243.
39. Manzotti, A. Computer-assisted alignment system for tibial component placement in total knee replacement: a radiological study / A. Manzotti, C. Pullen, N. Confalonieri // *Chir. Organi Mov.* — 2008. — Vol. 91. — P. 7–11.
40. Mattsson, E. Assessment of walking before and after unicompartmental knee arthroplasty / E. Mattsson, E. Olsson, L.-A. Brostrom // *Scand. J. Rehab. Med.* — 1990. — Vol. 22, N 1. — P. 45–50.
41. McCarty, M.F. Enhanced synovial production of hyaluronic acid may explain rapid clinical response to high-dose glucosamine in osteoarthritis / M.F. McCarty // *Medical Hypotheses.* — 1998. — Vol. 50, N 6. — P. 507–510.
42. Nabeyama, R. The accuracy of image-guided knee replacement based on computed tomography / R. Nabeyama, S. Matsuda, H. Miura // *J. Bone Joint Surg.* — 2004. — Vol. 86-B. — P. 3–7.
43. Norman-Taylor, F.H. Quality of life improvement compared after hip and knee replacement / F.H. Norman-Taylor, C.R. Palmer, R.N. Villar // *J. Bone Joint Surg.* — 1996. — Vol. 74-B, N 2. — P. 341–344.
44. Oswald, M.H. Radiological analysis of normal axial alignment of femur and tibia in view of total knee arthroplasty / M.H. Oswald [et al.] // *J. Arthroplasty.* — 1993. — Vol. 8. — P. 419–426.
45. Perlick, L. Navigation in total-knee arthroplasty: CT-based implantation compared with the conventional technique / L. Perlick [et al.] // *Acta Orthop. Scand.* — 2004. — Vol. 75. — P. 464–470.
46. Pfetty, W. Operative management of the infected knee / W. Pfetty // *Orthopedics.* — Vol. 18, N 9. — P. 927–929.
47. Piazza, S.J. Posterior tilting of the tibial component decreases femoral rollback in posterior-substituting knee replacement / S.J. Piazza [et al.] // *J. Orthop. Res.* — 1998. — Vol. 16. — P. 264–270.
48. Picard, F. A quantitative method of effective soft tissue management for varus knees in total knee replacement surgery using navigational techniques / F. Picard [et al.] // *Proc. Inst. Mech. Eng.* — 2007. — Vol. 221, N 7. — P. 763–772.
49. Plaskos, C. Bone cutting errors in total knee arthroplasty / C. Plaskos [et al.] // *J. Arthroplasty.* — 2002. — Vol. 17. — P. 698–705.
50. Ritter, M.A. Long-term survival analysis of a posterior cruciate-retaining total condylar total knee arthroplasty / M.A. Ritter [et al.] // *Clin. Orthop.* — 1994. — N 309. — P. 136–145.
51. Saragaglia, D. Computer-assisted knee arthroplasty. Comparison with a conventional procedure. Results of 50 cases in a prospective randomized study / D. Saragaglia [et al.] // *Rev. Chir. Orthop.* — 2001. — Vol. 87. — P. 215–220.

52. Sharkey, P.F. Insal award paper. Why are knee replacements failing today? / P.F. Sharkey [et al.] // Clin. Orthop. — 2002. — N 404. — P. 7–13.
53. Sikorski, J.M. Computer assisted orthopaedic surgery: do we need CAOS? / J.M. Sikorski, S.K. Chauhan // J. Bone Joint Surg. — 2003 — Vol. 85-B. — P. 319–323.
54. Siston, R.A. Surgical navigation for total knee arthroplasty: a perspective / R.A. Siston [et al.] // J. Biomech. — 2007. — Vol. 40, N 4. — P. 728–735.
55. Song, E.K. Comparative study of stability after total knee arthroplasties between navigation system and conventional techniques / E.K. Song [et al.] // J. Arthroplasty. — 2007. — Vol. 22, N 8. — P. 107–111.
56. Sparmann, M. Positioning of total knee arthroplasty with and without navigation support. A prospective, randomized study / M. Sparmann [et al.] // J. Bone Joint Surg. — 2003. — Vol. 85-B. — P. 830–835.
57. Stulberg, S.D. Computer-assisted surgery versus manual total knee arthroplasty: a case-controlled study / S.D. Stulberg, M.A. Yaffe, S.S. Koo // J. Bone Joint Surg. — 2006. — Vol. 88-A. — P. 47–54.
58. Weir, D.J. Kinematic condylar total knee arthroplasty / D.J. Weir, C.G. Moran, I.M. Pinder // J. Bone Joint Surg. — 1996. — Vol. 78-B, N 6. — P. 907–911.

59. Zumstein, M.A. Is restricted femoral navigation sufficient for accuracy of total knee arthroplasty? / M.A. Zumstein [et al.] // Clin. Orthop. — 2006. — N 451. — P. 80–86.

Контактная информация:

Петухов Алексей Иванович – младший научный сотрудник отделения патологии коленного сустава
e-mail: drpetukhov@yandex.ru;

Корнилов Николай Николаевич – д.м.н. ведущий научный сотрудник отделения патологии коленного сустава;

Куляба Тарас Андреевич – к.м.н. руководитель отделения патологии коленного сустава;

Тихилов Рашид Муртузалиевич – д.м.н. профессор, директор;

Селин Александр Викторович – к.м.н. научный сотрудник отделения патологии коленного сустава;

Кроитору Иосиф Иванович – к.м.н. научный сотрудник отделения патологии коленного сустава;

Игнатенко Василий Львович – младший научный сотрудник отделения патологии коленного сустава;

Сараев Александр Викторович – врач отделения патологии коленного сустава;

Муранчик Юрий Иванович – заведующий ортопедическим отделением Рязанской областной больницы.

CONTEMPORARY VIEW ON COMPUTER NAVIGATION USING AT PRIMARY KNEE TOTAL REPLACEMENT (REVIEW)

A.I. Petukhov, N.N. Kornilov, T.A. Kulyaba, R.M. Tikhilov, A.V. Selin, I.I. Kroitoru, V.L. Ignatenko, A.V. Saraev, Yu.I. Muranchik